

Respiration humidifier

Patent Number: ☐ US6102037
Publication date: 2000-08-15
Inventor(s): KOCH JOCHIM (DE)
Applicant(s): DRAEGER MEDIZINTECH GMBH (DE)
Requested Patent: ☐ DE19808590
Application Number: US19980130278 19980806
Priority Number(s): DE19981008590 19980228
IPC Classification: A61M16/00
EC Classification: A61M16/16
Equivalents:

Abstract

A respiration humidifier has a metering device (3, 10) and an electrically heated evaporator (4), which is in connection with or can be connected to the metering device (3, 10) on its inlet side (E) and with a respiratory gas channel (5), through which respiratory gas can flow, on its outlet side (A). The metering device (3, 10) feeds the amount of water necessary for humidifying the respiratory gas to a predetermined relative humidity of the respiratory gas at a predetermined respiratory gas temperature to the evaporator (4) per unit of time as a function of the amount of respiratory gas flowing through per unit of time. The evaporator (4) provides water vapor with a temperature above 134 DEG C., which heats the respiratory gas to the predetermined respiratory gas temperature on mixing with the respiratory gas to be humidified.

Data supplied from the esp@cenet database - I2



18 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 Offenlegungsschrift
10 DE 198 08 590 A 1

51 Int. Cl.⁶:
A 61 M 16/16
A 61 M 1/00
A 61 B 5/08

21 Aktenzeichen: 198 08 590.7
22 Anmeldetag: 28. 2. 98
43 Offenlegungstag: 9. 9. 99

DE 198 08 590 A 1

71 Anmelder:
Dräger Medizintechnik GmbH, 23558 Lübeck, DE

72 Erfinder:
Koch, Joachim, Dr., 23909 Ratzeburg, DE

56 Entgegenhaltungen:

DE 23 45 677 C3
DE 1 96 02 077 A1
DE 1 95 08 803 A1
US 40 38 980

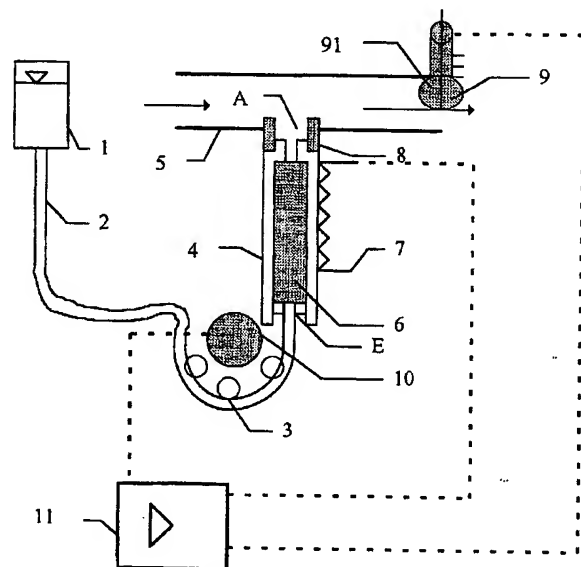
Penlon Ltd: Penlon Humidifier, Instruction
and Maintenance Manual, 1st Edition, August
1981, S.1-14, Firmenschr.;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Beatmungsanfeuchter

57 Ein Beatmungsanfeuchter weist eine Dosiereinrichtung (3, 10) und einen elektrisch beheizten Verdampfer (4) auf, der an seiner Eingangsseite (E) mit der Dosiereinrichtung (3, 10) in Verbindung steht und der an seiner Ausgangsseite (A) mit einem von Atemgas durchströmbar Atemgaskanal (5) in Verbindung steht oder verbindbar ist. Die Dosiereinrichtung (3, 10) führt die zur Befeuchtung des Atemgases auf eine vorgegebene relative Atemgasfeuchtigkeit bei einer vorgegebenen Atemgastemperatur erforderliche Wassermenge pro Zeiteinheit in Abhängigkeit von der pro Zeiteinheit durchströmenden Atemgasmenge dem Verdampfer (4) zu. Der Verdampfer (4) stellt Wasserdampf mit einer Temperatur oberhalb von 134°C bereit, der bei Mischung mit dem anzufeuchtenden Atemgas das Atemgas auf die vorgegebene Atemgastemperatur erwärmt.



DE 198 08 590 A 1

Während der künstlichen Beatmung von Erwachsenen und Neugeborenen wird die natürliche Erwärmung und Befeuchtung des Atemgases innerhalb der oberen Atemwege (Nase, Rachen, Bronchien) durch einen Beatmungsschlauch (Tubus) überbrückt. Die heutigen Beatmungsgeräte liefern selbst nur trockene und kalte Luft bzw. ein trockenes und kaltes Sauerstoff-Luftgemisch. Der Patient würde bei einer dauerhaften maschinellen Beatmung austrocknen. Bei den Früh- und Neugeborenen kommt noch hinzu, daß diese Patienten durch die damit verbundene Verdunstungsleistung in ihrer Wärmebilanz stark beeinflußt werden und auskühlen können.

Weiterhin kommt erschwerend hinzu, daß die natürliche bakterielle Schutzfunktion der oberen Atemwege ausgeschaltet ist. Keime, die sich in den Beatmungsschläuchen befinden, würden ungehindert direkt in die Lunge gefördert werden, was gerade bei den in ihren Abwehrsystemen eingeschränkten, kranken Patienten zu lebensbedrohlichen Zuständen führen kann.

Deshalb kommt der hygienischen Aufbereitung der Atemwege durch einen Atemluftbefeuchter (Beatmungsanfeuchter) eine hohe Bedeutung zu.

Heute im allgemeinen verwendete Beatmungsanfeuchter (wie zum Beispiel in der DE 195 08 803 A1 beschrieben) benutzen eine Befeuchtkammer, in der erwärmtes Wasser auf einer großen Oberfläche verteilt wird. Über diese Oberfläche wird das Atemgas geleitet. Während des Kontaktes mit dem Wasser wird das Atemgas erwärmt und befeuchtet. Dieses System bleibt nicht steril, weil es sowohl mit der Umgebungsluft als auch mit zurücklaufendem Kondenswasser des Inspirationsschlauches in Verbindung steht. Außerdem hat dieses System eine zu große Compliance, was den Einsatz gerade bei Früh- und Neugeborenen erschwert. Dem Wunsch nach einer Integration des Beatmungsanfeuchters in das Beatmungsgerät steht die Größe der Befeuchtkammer entgegen, ebenso seine lageabhängige Funktion.

Der in der DE 196 21 541 C1 beschriebene Beatmungsanfeuchter weist einen Membrananfeuchter mit einem Hohlfasermodule auf, der die gewünschte Sterilität des Wassers über lange Zeit erhält und auch nur eine sehr kleine Baugröße hat. Nachteilig ist, daß der Beatmungswiderstand nicht zu vernachlässigen ist; er liegt bei 2 mbar bei einer Atemgasströmung von 60 l/min. Der Beatmungswiderstand ist besonders in dem Fall von Bedeutung, wenn das Beatmungsgerät versagt und der Patient spontan über eine Notbeatmungseinrichtung versorgt werden muß. Zu hohe Atemwiderstände können von dem Patienten nicht überbrückt werden. Ein weiterer Nachteil dieses Beatmungsanfeuchters ist, daß das Hohlfasermodule auf der Beatmungsgasseite eine feuchte Oberfläche hat, die nach einiger Zeit verkeimen kann. Deshalb müssen diese Beatmungsmodule regelmäßig gereinigt und sterilisiert oder komplett als Einwegteile ausgetauscht werden. Das führt bei diesen Systemen zu entsprechend hohen Betriebskosten.

Eine weitere Möglichkeit, das Atemgas zu befeuchten, ist in der DE 43 03 645 C2 beschrieben. Dabei wird ein gesintertes Material in ein Wasserbad mit konstantem Wasserniveau gestellt und beheizt. Das Atemgas streicht an dem Sintermaterial vorbei, erwärmt sich und wird angefeuchtet. Dieses System ist für die Anfeuchtung bei der Insufflation vorgesehen, wobei die Atemgasströmung konstant ist. Es ist für die Beatmung nicht geeignet, weil sich die Feuchte und Temperatur nicht unabhängig voneinander regeln lassen. Der Atemwiderstand und die Compliance sind zu groß. Außerdem ist es in hygienischer Sicht ein offenes System, sowohl von der Wasserversorgungsseite her (mit einer Schwimmkammer, die mit der Umgebungsluft in Verbindung steht) als auch von der Atemgasseite her. Die gesinterte Oberfläche kann während des Stillstandes der Beatmung sehr schnell verkeimen. Die Betriebstemperatur ist sogar günstig für die Bildung von Keimen, und das Sintermaterial ist mit seinen kleinen Poren besonders aufnahmefähig für Keime.

Ein weiterer Beatmungsanfeuchter ist aus der DE-PS 27 02 674 bekannt, bei dem in einer Verdampferkammer Wasser verkocht und das mit Wasserdampf gesättigte Atemgas einem Überhitzer zugeführt wird, der von der Atemgastemperatur des Patientensystems geregelt wird. Die Wasserversorgung ist nicht steril von der Außenluft getrennt. Die Verdampferkammer und der Überhitzer sind direkt im Atemgassystem und müssen deshalb bei einem Patientenwechsel gereinigt und sterilisiert werden. Der Aufbau ist entsprechend komplex. Eine Anwendung in Beatmungsgeräten hat sich auch nicht durchgesetzt.

Ein weiterer bekannter Beatmungsanfeuchter (siehe DE 43 12 793 C2) verwendet eine beheizte Verdampferkammer, der über eine Injektionsnadel Wasser zugeführt wird. Die Verdampferkammer wird auf einer Temperatur von etwa 120°C gehalten.

Aus der DE-AS 25 16 496 ist ein Beatmungsanfeuchter bekannt, der in der Praxis den Nachteil hat, daß er auf eine konstante Verdunstungsleistung eingestellt wird und ungeregelt arbeitet. Dadurch erwärmt er das Atemgas unterschiedlich stark an, je nach dem vorhandenen Durchfluß. Die Anfeuchtung des Atemgases ist ebenfalls ungeregelt, sie ergibt sich aus der eingestellten Heizleistung und dem Durchfluß. Entweder ist das Atemgas übersättigt mit entsprechender Auskondensation in den dafür vorhandenen Kondensatbehälter, oder das Atemgas ist ungenügend befeuchtet.

Eine ganz andere Verfahrensweise ist, das zur Befeuchtung benötigte Wasser direkt mit einer Pumpe zu dosieren und in einer Heizkammer zu verdampfen (siehe exemplarisch die EP 0 716 861 A1, die eine Schlauchpumpe und eine Kammer für die Verdunstung von Narkosemitteln zeigt). Derartige Geräte sind zwar technisch aufwendiger, weil sie die Wassermenge proportional zu der Atemgasströmung aktiv dosieren müssen, können jedoch sehr klein gestaltet werden und erzeugen im allgemeinen keinen zusätzlichen Atemgaswiderstand.

Die DE 41 16 512 A1 schließlich beschreibt einen Narkosemittelverdampfer, bei dem das Atemgas durch ein beheiztes, poröses Sintermaterial hindurchströmt. Der Narkosemittelverdampfer würde, wenn er als Beatmungsanfeuchter eingesetzt wird, das Atemgas erwärmen und befeuchten. Bei dieser Anordnung ist eine getrennte Beheizung und Befeuchtung des Atemgases jedoch nicht möglich. Außerdem würde das Atemgas direkt mit der Flüssigkeit in Berührung kommen, was zu Problemen hinsichtlich der Sterilität führen könnte.

Zur Vervollständigung der Hintergrundinformation ist die Verwendung von passiven künstlichen Nasen (HME: Heat and Moisture Exchangers) zu nennen, die die überbrückte Funktion der natürlichen oberen Atemwege übernehmen (siehe die DE 41 30 724 A1). Diese HMEs werden notwendigerweise an das Y-Stück des Beatmungsschlauchsystems, also an die Verbindung des Tubus, adaptiert. Während der Ausatmung des Patienten wird die warme und feuchte Luft in einem Feuchte- und Wärmeaustauscher gespeichert und während der Inspiration wieder abgegeben. Durch verbesserte

Materialien der Tauschoberfläche konnten die Wirkungsgrade derartiger Systeme in den letzten Jahren deutlich verbessert werden. Dadurch sind diese Systeme bei der Langzeitbeatmung von Erwachsenen immer mehr im Einsatz. Der technische Aufwand ist gering. Es handelt sich im allgemeinen um Einmalsysteme, die regelmäßig ausgetauscht und durch neue ersetzt werden. Dennoch reicht die Anfeuchtungs- und Wärmeleitung der Systeme für besonders kranke Patienten nicht aus. Deshalb gibt es Entwicklungen, dieses passive System durch eine aktive Anfeuchtung und Erwärmung zu verbessern (siehe auch exemplarisch die EP 0 567 158 A2), was jedoch wieder technisch aufwendig ist und dazu führt, daß zum Patienten viele Kabel und Schläuche gelegt werden müssen.

Diese künstlichen Nasen haben einen weiteren gravierenden systemimmanenten Nachteil: Der Atemwiderstand ist sehr hoch. Außerdem kommt noch erschwerend hinzu, daß die Systeme durch die Aspiration des Patienten sehr schnell verschmutzen und sich dann zusetzen. Bei vielen Beatmungsmodi kann das Zusetzen der künstlichen Nase nicht von der Überwachungseinrichtung erfaßt werden, so daß solche Systeme den Patienten in eine gefährliche Situation bringen können, wenn nicht direkt der Lungeninnendruck (oder Ösophagusdruck) gemessen wird. Derartige Messungen werden jedoch als invasive Messungen in der Praxis heute nicht akzeptiert und widersprechen auch der Suche nach einem einfachen System.

Es ist Aufgabe der Erfindung, einen Beatmungsanfeuchter zu schaffen, der einfach im Aufbau ist, kostengünstig hergestellt werden kann und von seinem Konzept her eine unabhängige Regelung der Atemgastemperatur und der relativen Atemgasfeuchtigkeit gestattet.

Diese Aufgabe wird gelöst durch einen Beatmungsanfeuchter mit den Merkmalen des Anspruchs 1. Vorteilhafte Ausgestaltungen ergeben sich aus den Unteransprüchen.

Der erfindungsgemäße Beatmungsanfeuchter hat eine Dosiereinrichtung und einen elektrisch beheizten Verdampfer, der an seiner Eingangsseite mit der Dosiereinrichtung in Verbindung steht und der an seiner Ausgangsseite mit einem von Atemgas durchströmbareren Atemgaskanal in Verbindung steht oder verbindbar ist. Die Dosiereinrichtung ist dazu eingerichtet, die zur Befeuchtung des Atemgases auf eine vorgegebene relative Atemgasfeuchtigkeit bei einer vorgegebenen Atemgastemperatur erforderliche Wassermenge pro Zeiteinheit dem Verdampfer zuzuführen. Diese Wassermenge pro Zeiteinheit hängt von der pro Zeiteinheit durchströmenden Atemgasmenge ab, wobei grundsätzlich ein linearer Zusammenhang besteht. Der Verdampfer ist dazu eingerichtet, Wasserdampf mit einer Temperatur oberhalb von 134°C bereitzustellen, der bei Mischung mit dem anzufeuchtenden Atemgas das Atemgas auf die vorgegebene Atemgastemperatur erwärmt.

Der Aufbau des erfindungsgemäßen Beatmungsanfeuchters ist einfach, was eine kostengünstige Herstellung ermöglicht. Die Atemgastemperatur und die relative Atemgasfeuchtigkeit können unabhängig voneinander eingestellt werden. Und zwar wird die relative Atemgasfeuchtigkeit durch die Wassermenge bestimmt, die pro Zeiteinheit in den Verdampfer gelangt und demnach pro Zeiteinheit verdampft und dem Atemgasstrom zugeführt wird. Als Bezugstemperatur für die relative Atemgasfeuchtigkeit dient die gewünschte Atemgastemperatur, die durch Mischen des anzufeuchtenden Atemgases mit dem aus dem Verdampfer austretenden heißen Wasserdampf eingestellt wird. Die Temperatur des Wasserdampfes muß dafür ausreichend hoch sein, nämlich höher als 134°C, und läßt sich über die Heizung des Verdampfers einstellen. Weiter unten wird ein Beispiel für eine thermodynamische Berechnung angegeben, das diese Zusammenhänge verdeutlicht. Da bei den vorbekannten Beatmungsanfeuchtern der Wasserdampf eine maximale Temperatur von nur 120°C erreicht, läßt sich damit das erfindungsgemäße Konzept nicht realisieren.

Der erfindungsgemäße Beatmungsanfeuchter läßt sich ohne großen Aufwand so gestalten, daß er ein hohes Maß an Hygiene gewährleistet. Zum Beispiel ist ein Aufbau des Beatmungsanfeuchters mit beispielsweise einer Schlauchpumpe (siehe unten) als Dosiereinrichtung und dem nachgeschalteten Verdampfer zur Umgebung abgeschlossen. Dann können Keime nicht in den als Wasserreservoir dienenden Sterilwasserbehälter und den flexiblen Schlauch der Schlauchpumpe eintreten. Nur während des Stillstandes des Beatmungsanfeuchters im kalten Zustand könnten Keime in die Öffnung zum Beatmungssystem gelangen. Sobald der Beatmungsanfeuchter jedoch wieder beheizt wird, werden alle Keime durch die hohe Heizungstemperatur, die in allen Betriebszuständen über 134°C liegt, abgetötet. (Die Hygienevorschriften für die Dampfsterilisation besagen, daß eine allgemein und gesetzlich akzeptierte Keimreduzierung erreicht wird, wenn die Keime einer Temperatur von 134°C für drei Minuten ausgesetzt sind).

In einer bevorzugten Ausführungsform des Beatmungsanfeuchters weist der Verdampfer einen bis auf eine Einlaßöffnung an seiner Eingangsseite und eine Auslaßöffnung an seiner Ausgangsseite geschlossenen Innenraum auf, der teilweise oder vollständig mit einem porösen Material gefüllt ist. Die geschlossene Bauweise ist aus hygienischen Gründen vorteilhaft, während die Füllung mit porösem Material zu einer gleichmäßigen Dampferzeugung führt, weil dem sogenannten Leidenfrost-Effekt vorgebeugt wird.

Der Leidenfrost-Effekt tritt bei der Verdampfung von Wasser auf heißen Oberflächen auf. Dabei wird unterhalb eines Wassertropfens Dampf gebildet, der den Wassertropfen trägt und ihn vor der weiteren Wärmezufuhr isoliert, so daß er auf der Oberfläche über längere Zeit schwebt. Dieser Effekt kann sehr störend wirken, weil die Verdampfung dadurch zeitlich verzögert werden kann und nicht gleichmäßig erfolgt. Eine einem Verdampfer mit einer Oberflächentemperatur von über 100°C zugeführte Wassermenge würde pulsationsartig verdampfen, zum Teil durch Zischgeräusche begleitet. Bei dem aus der DE 43 12 793 C2 bekannten Beatmungsanfeuchter wird diesem Problem mit Hilfe einer dünnen Kanüle entgegengewirkt. Diese Kanüle kann jedoch leicht verstopfen, außerdem bilden sich auch am Austritt der Kanüle wieder kleine Tröpfchen, die ungleichmäßig verdampfen.

In der bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist das Leidenfrost-Problem durch die Verwendung einer sehr großen Oberfläche gelöst, auf die das Wasser direkt unterhalb der Verdampfungstemperatur (100°C) geleitet wird. Das ist mit verschiedenen Materialien möglich, die eine große Oberfläche bereitstellen. Besonders geeignete Materialien dafür sind Glassinter, Keramiksinter, Stahlsinter, Kupfersinter, Messingsinter oder auch Kupferwolfe. Obwohl Glas-, Keramik- und nichtrostender Stahlsinter keine gute Wärmeleitung besitzen, eignen sich diese Materialien deshalb besonders, weil sie antikorrosiv sind. Die schlechte Wärmeleitung kommt dem Temperaturgradienten in dem Verdampfer zugute; somit läßt sich an der Eingangsseite das kalte Wasser zuführen bei einer Temperatur zwischen der Raumtemperatur und max. 99°C, ohne daß es verdampft, und auf der Ausgangsseite läßt sich der überhitzte Dampf mit z. B. 140°C bis 300°C

abführen, ohne daß er Kondensat oder Aerosole mit sich führt.

Vorzugsweise ist zwischen der Ausgangsseite des Verdampfers und dem Atemgaskanal eine thermische Isolierung vorgesehen. Der Verdampfer des Beatmungsanfeuchters wird nämlich ständig auf einer vorgegebenen Temperatur gehalten, die im normalen Arbeitsbereich des Beatmungsanfeuchters zwischen 140 und 300°C liegt, je nach relativer Feuchtigkeit und Temperatur des Atemgases. Da die Austrittsöffnung des Verdampfers vorzugsweise in den Atemgaskanal des Atemsystems hineinragt, würde beim Fehlen einer thermischen Isolierung durch diese Verbindung und die Heizung eine nicht unwesentliche Wärmemenge auf das Atemsystem übertragen werden. Auch ohne Zufuhr und Verdampfung von Wasser würde sich so das trockene Atemgas erwärmen, und eine unabhängige Einstellung der Atemgastemperatur und der relativen Atemgasfeuchtigkeit wäre schwieriger. Durch die thermische Isolierung zwischen der Ausgangsseite des Verdampfers und dem Atemgaskanal wird die Wärmeleitung zwischen beiden Elementen deutlich reduziert. Nur die Austrittsöffnung des Verdampfers ragt in das Atemsystem hinein. Sobald jedoch kein Wasser mehr verdampft wird, tritt aus dieser Öffnung fast keine Wärme mehr aus. Es bleiben nur noch geringe, konvektive Wärmeanteile übrig, die im normalen Betrieb zu vernachlässigen sind.

Vorzugsweise weist die Dosiereinrichtung eine Dosierpumpe auf. In einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Beatmungsanfeuchters weist die Dosierpumpe eine Schlauchpumpe auf, deren Laufgeschwindigkeit einstellbar ist und die mit einem flexiblen Schlauch in Wirkverbindung steht, der mit seinem einen Ende mit einem Wasserreservoir verbunden oder verbindbar ist und der mit seinem anderen Ende mit der Eingangsseite des Verdampfers in Verbindung steht.

Ein derartig gestalteter Beatmungsanfeuchter hat praktisch keine Verbrauchsteile mehr, bis auf das zum Betrieb notwendige Wasser. Vorzugsweise erfolgt die Versorgung mit sterilem, mineralfreiem Wasser über einen flexiblen, handelsüblichen Beutel (Infusionsbeutel), der vorzugsweise über ein handelsübliches Infusionsbesteck mit dem Beatmungsanfeuchter verbunden wird. Zwischen dem Beutel und dem Verdampfer befindet sich die Dosierpumpe (Schlauch- oder Peristaltikpumpe), durch die der flexible Schlauch gelegt ist. Einem etwaigen Verschleiß des Schlauches durch die Schlauchpumpe kann dadurch entgegengewirkt werden, daß der Schlauch nach Entleerung des Beutels ausgewechselt wird. Dieses Anfeuchtungsprinzip erfordert systembedingt nur geringe Betriebskosten, die sich nur aus den reinen Wasserkosten inklusive den Verpackungskosten ergeben.

Die Schlauchpumpe kann für eine Lebensdauer hergestellt werden, die der Lebensdauer des Beatmungsanfeuchters entspricht. Das gleiche gilt für die Heizung des Verdampfers, die praktisch keine Verschleißteile hat.

Vorzugsweise ist die Dosierpumpe dazu eingerichtet, bei Unterbrechung der Strömung des Atemgases zur Förderung einer vorgegebenen Wassermenge aus dem Verdampfer rückwärts zu laufen. Die Dosierpumpe kann auch dazu eingerichtet sein, bei Beginn der Strömung des Atemgases zur Förderung einer vorgegebenen zusätzlichen Wassermenge in den Verdampfer schneller zu laufen.

In dem Verdampfer befindet sich nämlich, je nach Größe der Konstruktion, eine gewisse Menge Wasser auf der kalten Seite des Systems. Bei Unterbrechung der Atemgasströmung mit entsprechender Unterbrechung der Wasserzufuhr zu dem Verdampfer würde ein Teil dieser Wassermenge jedoch noch weiter verdampfen, weil sich z. B. das Gehäuse und das Sintermaterial des Verdampfers auf einer hohen Temperatur befinden und noch viel Wärme gespeichert ist. Dies würde zu einem Nachlauf der Verdampfung führen, was unerwünscht sein kann. Zum Beispiel würde dieser Wasserdampf noch in das Atemsystem geleitet werden und dort auskondensieren. Erst bei der Wiederkehr der Atemgasströmung würde diese Wassermenge wieder von Atemgas aufgenommen werden.

Bei der bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist dieses Problem dadurch gelöst, daß die Dosierpumpe beim Stillstand der Atemgasströmung um einen einstellbaren Betrag rückwärts läuft und das Restwasser aus dem Verdampfer zurückpumpt. Damit wird dem Verdampfer der größte Teil der Wassermenge entzogen, und es kann nur noch der Teil des Wassers in das Atemsystem gelangen, der sich schon als Dampf im Überhitzer (also im Bereich der Ausgangsseite des Verdampfers) befindet. Dadurch wird die Dynamik des Beatmungsanfeuchters verbessert, und zum Beispiel das bei allen Beatmungsanfeuchtern gefürchtete Überspringen der Temperatur nach Stillstand der Atemgasströmung wird vermieden.

In ähnlicher Weise kann der Beatmungsanfeuchter schneller auf eine höhere Temperatur gebracht werden, indem die Dosierpumpe für eine kurze Zeit etwas mehr Wasser fördert, als es die Wasserbilanz erfordert.

Grundsätzlich könnte der erfindungsgemäße Beatmungsanfeuchter ohne eine Überwachung der Atemgastemperatur und/oder der relativen Atemgasfeuchtigkeit betrieben werden. Wenn die pro Zeiteinheit durchströmende Atemgasmenge und die Anfangstemperatur und die Anfangsfeuchtigkeit des Atemgases bekannt sind, können nämlich die Laufgeschwindigkeit der Dosiereinrichtung und die Heizleistung des Verdampfers so eingestellt werden, daß sich die gewünschte relative Atemgasfeuchtigkeit und die gewünschte Atemgastemperatur ergeben. In einer bevorzugten Ausführungsform wird aber eine zuverlässigere und einfachere Betriebsweise des Beatmungsanfeuchters durch eine Steuer- und Regeleinrichtung erreicht, die dazu eingerichtet ist, die Dosiereinrichtung und die Heizung des Verdampfers in Antwort auf Vorgaben für die Sollwerte der Atemgastemperatur und/oder der relativen Atemgasfeuchtigkeit und auf Signale für die Istwerte der Atemgastemperatur und/oder der relativen Atemgasfeuchtigkeit zu steuern. Vorzugsweise sind ein mit der Steuer- und Regeleinrichtung verbundener Temperatursensor zur Erfassung des Istwertes der Atemgastemperatur und ein mit der Steuer- und Regeleinrichtung verbundener Feuchtesensor zur Erfassung des Istwertes der relativen Atemgasfeuchtigkeit vorgesehen.

Im folgenden wird die Erfindung anhand von Beispielen näher beschrieben. Die Zeichnungen zeigen in

Fig. 1 eine schematische Darstellung einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Beatmungsanfeuchters,

Fig. 2 eine graphische Darstellung der Abhängigkeit der Atemgastemperatur von der Heizungstemperatur des Verdampfers für zwei unterschiedliche absolute Wasseranteile im Atemgas für einen konstanten Atemgas-Flow von 30 l/min,

Fig. 3 eine graphische Darstellung des Verlaufs der Atemgastemperatur, des absoluten Wasseranteils im Atemgas und der relativen Atemgasfeuchtigkeit für einen konstanten Atemgas-Flow von 30 l/min bei stufenweiser Verminderung der dem Verdampfer pro Zeiteinheit zugeführten Wassermenge,

Fig. 4 eine graphische Darstellung des Verlaufs der Atemgastemperatur, des absoluten Wasseranteils im Atemgas und der relativen Atemgasfeuchtigkeit bei Unterbrechung des Atemgas-Flows von 30 l/min für 1 min und

Fig. 5 eine graphische Darstellung des Verlaufs der Atemgastemperatur, des absoluten Wasseranteils im Atemgas und der relativen Atemgasfeuchtigkeit beim Einschalten des Beatmungsanfeuchters.

Zunächst wird eine thermodynamische Betrachtung durchgeführt, die an einem Beispiel die Grundlagen der Funktionsweise des Beatmungsanfeuchters veranschaulicht. Daraus wird ersichtlich, wie erfindungsgemäß die für die Befeuchtung des Atemgases notwendige Wassermenge pro Zeiteinheit entsprechend der pro Zeiteinheit durchströmenden Atemgasmenge (Atemgas-Flow) richtig zudosiert wird, so daß jede gewünschte Atemgasfeuchtigkeit erreicht werden kann. Die gewünschte Atemgastemperatur kann unabhängig davon über die Heizungstemperatur des Verdampfers eingestellt werden.

Bei der thermodynamischen Betrachtung der Befeuchtung läßt sich errechnen, daß eine Temperatur des satten Naßdampfes bzw. überhitzten Dampfes von 120°C nicht ausreicht, um Atemgas einerseits von z. B. 25°C auf 37°C zu erwärmen und gleichzeitig auf ca. 100% zu befeuchten. Dafür ist die Temperatur viel zu niedrig. So kann bei vorbekannten Beatmungsanfeuchtern, die bei einer Verdampfertemperatur von 120°C arbeiten, eine unerwünschte Kondensation auftreten.

Will man eine Kondensation verhindern, muß man eine Dampftemperatur von z. B. 250°C erzeugen. Mit der Enthalpie des Dampfes wird das Atemgas von z. B. 25°C auf 37°C erwärmt, ohne daß ein Teil des Dampfes kondensiert. Zwischen der zur Befeuchtung erforderlichen Wassermenge pro Zeiteinheit und der pro Zeiteinheit durchströmenden Atemgasmenge (Atemgas-Flow) besteht im allgemeinen eine einfache proportionale Beziehung. Zur weiteren Erläuterung dient das folgende Zahlenbeispiel.

a) Berechnung der notwendigen Wassermenge

Die für die Befeuchtung des Atemgases notwendige Wassermenge pro Zeiteinheit (dx/dt) ergibt sich aus dem absoluten Wasseranteil (w) im Atemgas und dem Atemgas-Flow (dV/dt):

$$dx/dt = dV/dt \cdot w$$

Wie man aus der Gleichung ersieht, ist dx/dt proportional zum Atemgas-Flow, also sehr einfach über eine Proportionalregelung einstellbar.

Bei 100% r.F. kann Luft (als übliches Atemgas) bei normalem Luftdruck 42,5 mg Wasser pro Liter Luft aufnehmen. 50% r.F. entsprechen dann der Hälfte dieser Wassermenge (21,25 mg/l).

Bei einem Atemgas-Flow von 10 l/min wird für eine Anfeuchtung auf 100% r.F. die folgende Wassermenge benötigt:

$$dx/dt = dV/dt \cdot w = 10 \text{ l/min} \cdot 42,5 \text{ mg Wasser/l} = 425 \text{ mg/min}$$

Bei höheren oder niedrigeren Atemgastemperaturen erhöhen sich bzw. erniedrigen sich die absoluten Wasseranteile gemäß der Dampfdrucktafel für feuchte Luft. Das kann in dem Algorithmus für die Anfeuchtung entsprechend berücksichtigt werden.

b) Notwendige Dampftemperatur

Zur Aufheizung des Atemgases (Luft) von 25°C auf 37° wird die folgende Wärmemenge benötigt:

$$\text{Enthalpie } h_L = m_L \cdot C_{pL} \cdot \Delta T_L, h_L = 1 \text{ g} \cdot 1,005 \text{ J/(g} \cdot \text{K)} \cdot 12 \text{ K} = 12,06 \text{ J (pro g Luft)}$$

Notwendige Dampftemperatur zur Aufheizung der Luft:

$$h_L = h_D = m_D \cdot C_{pD} \cdot \Delta T_D = 12,06 \text{ J (pro g Luft)}$$

Mit $C_{pD} = 1,85 \text{ J/(g} \cdot \text{K)}$ und $m_D = 42 \text{ mg Wasser auf 1 g Luft}$ ergibt sich:

$$\Delta T_D = h_L / (m_D \cdot c_{pD}) = 12,06 \cdot 10^3 \text{ J} \cdot \text{g} \cdot \text{K} / (42 \text{ g} \cdot 1,85 \text{ J}) = 0,15 \cdot 10^3 \text{ K} = 150 \text{ K}$$

Notwendige Dampftemperatur $T_D = \text{Atemgastemperatur} + 150 \text{ K}$.

Mit Hilfe dieser thermodynamischen Gleichung läßt sich auch eine Fehlerrechnung aufstellen. Eine Änderung von 12,5 K in der Dampftemperatur ergibt eine Änderung der Lufttemperatur von 1 K. Das heißt, mit Hilfe der Dampftemperatur läßt sich die Atemgastemperatur linear regeln.

Wird eine geringere Atemgasfeuchtigkeit als 100% r.F. gewünscht, muß die zur Aufheizung der Luft notwendige Enthalpie in einer höheren Dampftemperatur zugeführt werden. Zum Beispiel bei einer um 10% reduzierten Atemgasfeuchtigkeit muß die Dampftemperatur um ca. 15 K erhöht werden, um die gleiche Atemgastemperatur zu erreichen.

In Fig. 1 ist in schematischer Ansicht eine Ausführungsform des erfindungsgemäßen Beatmungsanfeuchters gezeigt.

Ein handelsüblicher Wasserbeutel 1, z. B. ein Infusionsbeutel mit demineralisiertem Wasser, dient als Wasserreservoir und ist über einen Verbindungsschlauch 2, der z. B. als handelsübliches Infusionsbesteck gestaltet sein kann, an den Beatmungsanfeuchter angeschlossen. Der Wasserbeutel kann außerhalb des in Fig. 1 nicht eingezeichneten Gehäuses des Beatmungsanfeuchters angeordnet sein, aber auch innerhalb des Gehäuses in einem dafür vorgesehenen Fach.

Der Verbindungsschlauch 2 führt zu einem flexiblen Schlauch, der durch eine von einem Pumpenantrieb 10 angetrie-

bene Schlauchpumpe (Peristaltikpumpe) 3 gelegt ist. Die Laufgeschwindigkeit des Pumpenantriebs 10 ist einstellbar (im Ausführungsbeispiel auch umkehrbar) und wird an die pro Zeiteinheit zu fördernde Wassermenge angepaßt. Der Verbindungsschlauch 2 kann einstückig mit dem durch die Schlauchpumpe 3 gelegten flexiblen Schlauch ausgebildet sein. Der flexible Schlauch mündet in die Einlaßöffnung E eines Verdampfers 4.

Der Verdampfer 4 hat im Ausführungsbeispiel ein zylinderförmiges Gehäuse, an dessen Außenseite eine elektrisch betriebene Heizung 7 angeordnet ist. Im Innenraum des Gehäuses des Verdampfers 4 befindet sich feinporiges Sintermaterial 6. In der Nähe der Auslaßöffnung A des Verdampfers 4 schließt sich an das Gehäuse des Verdampfers 4 eine rohrförmige thermische Isolierung 8 an, die als Verbindung zwischen dem Verdampfer 4 und einem Atemgaskanal 5 des Atemgassystems dient, mit dem der Beatmungsanfeuchter betrieben wird.

Das über die Einlaßöffnung E in den Verdampfer 4 gelangende Wasser wird im unteren Bereich des Verdampfers 4 verdampft und der nach oben steigende Dampf danach weiter erwärmt, so daß er eine Temperatur deutlich oberhalb von 100°C erreicht und demnach überhitzt (also nicht gesättigt) ist. Der obere Bereich des Verdampfers 4 wirkt also als Überhitzer. Das Sintermaterial verhindert ein Auftreten des Leidenfrost-Effekts (siehe oben).

Vorzugsweise ist das in Fig. 1 dargestellte Stück des Atemgaskanals 5 ein Teil des Beatmungsanfeuchters, wobei weitere Komponenten des Atemgassystems, die nicht Gegenstand dieser Anmeldung sind, an dieses Stück angekuppelt werden, um den Beatmungsanfeuchter an das Atemgassystem anzuschließen. Er ist aber auch denkbar, daß der Beatmungsanfeuchter an der thermischen Isolierung 8 endet und an einer darauf abgestimmten Anschlußstelle mit dem Atemgassystem verbunden wird.

Wie man aus der obigen thermodynamischen Betrachtung sieht, ist eine unabhängige Regelung von Atemgasfeuchtigkeit und Atemgastemperatur mit dieser Anordnung erreichbar über die Dosierung der Wassermenge und über die Temperatur des Dampfes. Wie in Fig. 2 gezeigt, ist diese Abhängigkeit durch Laborversuche bestätigt.

Entsprechend der Größe des Atemgas-Flows wird die pro Zeiteinheit erforderliche Wassermenge proportional über eine Pumpe (Schlauchpumpe 3) zudosiert. Die relative Atemgasfeuchtigkeit ergibt sich allein aus der oben angegebenen Beziehung. Eine Feuchtemessung ist also nicht zwingend erforderlich. Zur Anzeige der realen Feuchte und zur Korrektur der Regelung kann jedoch ein Feuchtesensor 9 vorgesehen sein, der vorzugsweise auf der Abgangssseite des Atemgaskanals 5 angeordnet ist (siehe Fig. 1).

Bei Beatmungsgeräten, die über ein Gebläse aus der Umgebungsluft die Atemluft zur Verfügung stellen und nicht mit einem trockenen Druckgas arbeiten, muß die in der Umgebungsluft vorhandene Feuchte berücksichtigt werden. Bei einer derartigen Anordnung bietet sich eine Feuchtemessung auf der Umgebungsseite vor dem Gebläse an bzw. im Atemgaskanal 5, um die pro Zeiteinheit zugeführte Wassermenge korrigieren zu können.

Es ist auch denkbar, die Wasserzufuhr direkt mit einem Feuchtefühler auf der Atemgasseite (z. B. dem Feuchtesensor 9) zu überwachen und über eine proportionale Regelung zu führen. Dann ist der Beatmungsanfeuchter nicht darauf angewiesen, den Atemgas-Flow des Beatmungsgerätes bzw. die Feuchte der Umgebung (bei einem mit Gebläse angetriebenen Beatmungsgerät) zu kennen. Das Feuchtesignal wird ausgewertet und die pro Zeiteinheit zuzuführende Wassermenge so lange erhöht, bis die gewünschte relative Atemgasfeuchtigkeit bei der gewünschten Atemgastemperatur erreicht wird. Wie aus Fig. 2 ersichtlich ist, kann aus der gewünschten Atemgastemperatur auf die notwendige Temperatur bzw. Leistung der Heizung 7 geschlossen werden, entweder über die oben angegebenen Algorithmen oder auch durch ein entsprechendes Kennlinienfeld.

Vorzugsweise wird die Atemgastemperatur am Ende des Beatmungsanfeuchters gemessen (z. B. mit Hilfe eines Temperatursensors 91, der als Baueinheit mit dem Feuchtesensor 9 ausgeführt ist), wobei die Heizleistung des Verdampfers 4 über einen Regler geführt wird. Bei Absinken der Atemgastemperatur wird die Heizleistung erhöht und damit die Dampftemperatur so lange erhöht, bis die gewünschte Atemgastemperatur wieder erreicht wird.

In Fig. 1 ist schematisch eine Steuer- und Regeleinrichtung 11 eingezeichnet, die die Laufgeschwindigkeit der Schlauchpumpe 3 und die Leistung der Heizung 7 in Antwort auf Signale für die Istwerte der Atemgastemperatur und der relativen Atemgasfeuchtigkeit von dem kombinierten Temperatursensor 91 und Feuchtesensor 9 regelt. Die Sollwerte können der Steuer- und Regeleinrichtung 11 vorgegeben werden. Die Steuer- und Regeleinrichtung 11 steuert optional auch den Rückwärtslauf oder Schnellauf der Schlauchpumpe 3 beim Unterbrochen oder Anfahren des Atemgas-Flows, wie oben erläutert.

Im realen Einsatz des Beatmungsanfeuchters muß mit toleranzbehafteten Werten gerechnet werden, insbesondere mit einer nur ungenau bekannten oder schwankenden Förderleistung der Dosiereinrichtung oder mit Abweichungen beim Atemgas-Flow. So können also zum Beispiel die dem Verdampfer pro Zeiteinheit zugeführte Wassermenge oder die Vorgabe oder Messung für den Atemgas-Flow um eine jeweilige Toleranzbreite falsch sein, aber auch die Heizungstemperatur. Im Idealfalle können die Atemgastemperatur und die relative Atemgasfeuchtigkeit genau eingeregelt werden, wenn ein präziser Temperatursensor und ein präziser Feuchtesensor im Bereich des erwärmten und befeuchteten Atemgases zur Verfügung stehen.

Insbesondere Feuchtesensoren sind jedoch teuer und oft ungenau. Ferner macht Kondensation von Wasser am Feuchtesensor eine aussagekräftige Messung der relativen Atemgasfeuchtigkeit unmöglich. Im folgenden werden daher Möglichkeiten beschrieben, wie der Beatmungsanfeuchter auch ohne Feuchtesensor zuverlässig betrieben und trotzdem eine konstante Feuchte eingehalten werden kann.

Betrachtet man das System unter dem Gesichtspunkt der oben erwähnten Toleranzen, ergeben sich im wesentlichen zwei Möglichkeiten zur Kompensation.

(1) Die Atemgastemperatur am Ausgang des Beatmungsanfeuchters soll auf einem Sollwert gehalten werden. Falls sich Fehler bei der Bestimmung des Atemgas-Flow und/oder in der Wasserdosierung einstellen, wird sich die Atemgastemperatur ändern. Durch eine entsprechende Erhöhung oder Erniedrigung der Heizungstemperatur, also der Dampftemperatur, kann die Atemgastemperatur angepaßt werden.

Die Atemgastemperatur läßt sich also über die Höhe der Heizungstemperatur regeln. Da die wahren Größen von Atemgas-Flow und Wasserdosierung mit Toleranzen (Meß- bzw. Dosierfehlern) behaftet sind, kann allerdings die

relative Atemgasfeuchtigkeit von der gewünschten Einstellung abweichen. Beispiel: Wenn der Atemgas-Flow um +10% höher ist und die pro Zeiteinheit dem Verdampfer zugeführte Wassermenge um -10% geringer, weicht die relative Atemgasfeuchtigkeit um ca. -15% vom Sollwert ab.

(2) Eine andere Möglichkeit ist, die dem Verdampfer pro Zeiteinheit zugeführte Wassermenge entsprechend der Abweichung der Atemgastemperatur von dem Sollwert zu verändern. Dies setzt voraus, daß die Heizungstemperatur nur einen geringen Fehler hat und der aus dem Verdampfer austretende Wasserdampf die Heizungstemperatur annimmt (beides Bedingungen, die in der Praxis in der Regel erfüllt sind). Abweichungen der Atemgastemperatur sind in diesem Fall auf eine Fehldosierung der dem Verdampfer pro Zeiteinheit zugeführten Wassermenge zurückzuführen und können zum Regeln genutzt werden.

Dazu wird zunächst die Heizungs- oder Wasserdampftemperatur rechnerisch anhand der thermodynamischen Formeln bestimmt, wie oben ausgeführt, und die dem Verdampfer pro Zeiteinheit zuzuführende Wassermenge wird entsprechend dem vorgegebenen Atemgas-Flow bestimmt. Bei Abweichungen der Atemgastemperatur vom Sollwert läßt sich die erforderliche Veränderung der Wasserdosierung aus einer Betrachtung der Enthalpieänderungen berechnen, indem die Beziehungen

$$m_L \cdot C_{pL} \cdot \Delta T_L = h_L = h_D = m_D \cdot C_{pD} \cdot \Delta T_D$$

für die Istwerte und für die Sollwerte aufgestellt und durcheinander dividiert werden. Es ergibt sich:

$$m_D(\text{soll}) = m_D(\text{ist}) \cdot \frac{(T_{Ls} - T_0) \cdot (T_D - T_{Li})}{(T_D - T_{Ls}) \cdot (T_{Li} - T_0)}$$

wobei

T_{Ls} = Solltemperatur Atemgas

T_{Li} = Isttemperatur Atemgas

T_0 = Isttemperatur vor dem Beatmungsanfeuchter

T_D = Wasserdampftemperatur (Heißdampf).

Die Atemgastemperatur läßt sich demnach über eine Veränderung der Wasserdosierung, also der dem Verdampfer pro Zeiteinheit zugeführten Wassermenge, einstellen. Eine Regelung im klassischen Sinne ist nicht erforderlich. Jede Abweichung der Atemgastemperatur von dem Sollwert ergibt eine neue Bestimmung (Einstellung) einer veränderten Wasserdosierung.

Dabei bleibt die relative Atemgasfeuchtigkeit auch bei fehlerbehafteten Werten für den Atemgas-Flow und die Wasserdosierung konstant. Beispiel: Bei einer Abweichung des Atemgas-Flow um +10% und der pro Zeiteinheit dem Verdampfer zugeführten Wassermenge um -10% wird die Wasserdosierung entsprechend der oben angegebenen Gleichung kompensiert. Sowohl die Atemgastemperatur als auch die relative Atemgasfeuchtigkeit erreichen ihre Sollwerte.

Mit Hilfe dieser Vorausberechnung der Wasserdampftemperatur und der Wasserdosierung und entsprechender Kompensation aufgrund der erreichten Atemgastemperatur läßt sich eine sehr zuverlässige und genaue Anfeuchtung des Atemgases durchführen. Es ergeben sich die folgenden Vorteile:

- Die relative Atemgasfeuchtigkeit ist genau bestimmbar und kann dem Anwender angegeben werden, ohne daß die Atemgasfeuchtigkeit selbst gemessen werden muß.
- Eine Kondensation von Wasserdampf in den Beatmungsschläuchen kann auf diese Weise zuverlässig verhindert werden.
- Die sich im realen Anwendungsfall einstellenden Toleranzen werden durch die angegebene Berechnung über die Enthalpieverhältnisse Soll/Ist vollständig kompensiert.

Für die genaue Vorausbestimmung der Atemgastemperatur und der relativen Atemgasfeuchtigkeit muß die Temperatur vor dem Beatmungsanfeuchter (T_0) gemessen werden. Dies kann mit einem einfachen Temperatursensor (z. B. Pt 100, NTC) preiswert und zuverlässig erfolgen.

Die Fig. 2 bis 5 zeigen an einem Prototypen des Beatmungsanfeuchters gewonnene Meßergebnisse. Alle Meßwerte sind direkt hinter dem Beatmungsanfeuchter gemessen worden, und zwar ohne Verwendung eines Schlauchsystems. Damit sind die Charakteristiken des Beatmungsanfeuchters besser analysierbar. Im praktischen Einsatzfall mit Schlauchsystem sind im allgemeinen trägere Verhaltensweisen erkennbar.

Fig. 3 zeigt den Verlauf von Atemgastemperatur T_A (°C), Wasseranteil w (g/m³) und relativer Atemgasfeuchte (% r.F.) bei unterschiedlicher Wasserdosierung für einen konstanten Atemgas-Flow von 30 l/min. Es zeigt sich, daß bei stufenweiser Verminderung der Wasserdosierung von 70 ml/h um jeweils 10 ml/h bis auf 0 ml/h Wasser (W_a) die relative Atemgasfeuchtigkeit und der Wasseranteil schrittweise geringer werden. Die Atemgastemperatur T_A geht auch etwas zurück, wie es sich aus der thermodynamischen Berechnung ergibt. Die Heizungstemperatur wurde in diesem Aufbau konstant bei 250°C gehalten. Falls die Atemgastemperatur konstant geregelt werden soll, hätte die Heizungstemperatur schrittweise erhöht werden müssen.

Fig. 4 zeigt den zeitlichen Verlauf bei Unterbrechung des Atemgas-Flows von 30 l/min für ca. 45 Sekunden. Nach Wiedereinschalten des Atemgas-Flows steigen für ca. 30 sec die relative Atemgasfeuchtigkeit und der Wasseranteil an. Auf die Atemgastemperatur T_A hat dies nur einen geringen Einfluß.

Fig. 5 zeigt den zeitlichen Verlauf beim Einschalten des Beatmungsanfeuchters auf einen Atemgas-Flow von 30 l/min und bei vorgeheiztem Verdampfer. Der Beatmungsanfeuchter ist sehr schnell gegenüber bekannten Systemen, die durchschnittlich 10 bis 30 Minuten benötigen, bis sie die gewünschte Atemgastemperatur T_A erreichen. Der erfindungsgemäße

Beatmungsanfeuchter benötigt nur 3 Minuten, bis er seine höchste Leistung erreicht.

Fig. 2 zeigt die Abhängigkeit der Atemgastemperatur T_A von der Heizungstemperatur T_D für zwei unterschiedliche Wasseranteile bei einem Atemgas-Flow von 30 l/min. Daraus ist zu entnehmen, daß sich der Beatmungsanfeuchter verhält, wie von der Theorie der Thermodynamik her erwartet. Beide Parameter, die Atemgastemperatur und die relative Atemgasfeuchtigkeit, können unabhängig voneinander eingestellt und dem Atemgassystem zur Verfügung gestellt werden. Die Kurve - A - gibt dabei die Grenze zwischen dem Kondensationsbereich (links) und dem Dampfbereich (rechts) an.

Der erfindungsgemäße Beatmungsanfeuchter ist also, zusammengefaßt gesagt, sehr einfach im Aufbau und kann kostengünstig hergestellt werden.

Der Beatmungsanfeuchter läßt sich praktisch ohne Verschleißteile ausgeführt, die regelmäßig ausgetauscht bzw. gereinigt und sterilisiert werden müssen, wie bei den bisher bekannten Systemen. Die Betriebskosten sind deshalb gering. Der Beatmungsanfeuchter kann eine geschlossene sterile Wasserversorgung anwenden, was eine Verkeimung verhindert. Der Beatmungsanfeuchter selbst arbeitet mit Temperaturen, die über der bekannten Sterilisationstemperatur von 134°C liegen. Selbst bei längerem Stillstand des Anfeuchters kann ein Keimbefall nur in dem Verdampfer/Überhitzer erfolgen, der sich aber unmittelbar beim Einschalten selbst sterilisiert. Auch bei Verwendung von verkeimtem Wasser würde sich der Beatmungsanfeuchter selbst sterilisieren, so daß der Patient immer hygienisch geschützt ist.

Die Atemgastemperatur und die relative Atemgasfeuchtigkeit lassen sich unabhängig regeln. Die Atemgastemperatur wird über die Heizleistung des Verdampfers geregelt, die relative Atemgasfeuchtigkeit über die Dosierung der pro Zeiteinheit in den Verdampfer geleiteten Wassermenge.

Überhitzungserscheinungen ("Hot-shot's") bei Stillstand des Atemgas-Flows und lange Aufwärmzeiten können durch eine besondere Dynamik der Wasserdosierung eliminiert werden, indem z. B. die Dosierpumpe bei Stillstand des Atemgas-Flows Wasser zurückfördert.

Patentansprüche

1. Beatmungsanfeuchter,
 - mit einer Dosiereinrichtung (3, 10) und
 - mit einem elektrisch beheizten Verdampfer (4), der an seiner Eingangsseite (E) mit der Dosiereinrichtung (3, 10) in Verbindung steht und der an seiner Ausgangsseite (A) mit einem von Atemgas durchströmbaren Atemgaskanal (5) in Verbindung steht oder verbindbar ist,
 - wobei die Dosiereinrichtung (3, 10) dazu eingerichtet ist, die zur Befeuchtung des Atemgases auf eine vorgegebene relative Atemgasfeuchtigkeit bei einer vorgegebenen Atemgastemperatur erforderliche Wassermenge pro Zeiteinheit in Abhängigkeit von der pro Zeiteinheit durchströmenden Atemgasmenge dem Verdampfer (4) zuzuführen, und
 - wobei der Verdampfer (4) dazu eingerichtet ist, Wasserdampf mit einer Temperatur oberhalb von 134°C bereitzustellen, der bei Mischung mit dem anzufuchtenden Atemgas das Atemgas auf die vorgegebene Atemgastemperatur erwärmt.
2. Beatmungsanfeuchter nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Verdampfer (4) einen bis auf eine Einlaßöffnung an seiner Eingangsseite (E) und eine Auslaßöffnung an seiner Ausgangsseite (A) geschlossenen Innenraum aufweist, der teilweise oder vollständig mit einem porösen Material (6) gefüllt ist.
3. Beatmungsanfeuchter nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß das poröse Material ein Sintermaterial (6) oder Kupferwolle aufweist.
4. Beatmungsanfeuchter nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen der Ausgangsseite des Verdampfers (4) und dem Atemgaskanal (5) eine thermische Isolierung (8) vorgesehen ist.
5. Beatmungsanfeuchter nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Dosiereinrichtung (3, 10) eine Dosierpumpe (3, 10) aufweist.
6. Beatmungsanfeuchter nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Dosierpumpe (3, 10) dazu eingerichtet ist, bei Unterbrechung der Strömung des Atemgases zur Förderung einer vorgegebenen Wassermenge aus dem Verdampfer (4) rückwärts zu laufen.
7. Beatmungsanfeuchter nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Dosierpumpe (3, 10) dazu eingerichtet ist, bei Beginn der Strömung des Atemgases zur Förderung einer vorgegebenen zusätzlichen Wassermenge in den Verdampfer (4) schneller zu laufen.
8. Beatmungsanfeuchter nach einem der Ansprüche 5 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Dosierpumpe eine Schlauchpumpe (3, 10) aufweist, deren Laufgeschwindigkeit einstellbar ist und die mit einem flexiblen Schlauch in Wirkverbindung steht, der mit seinem einem Ende mit einem Wasserreservoir (1) verbunden oder verbindbar ist und der mit seinem anderen Ende mit der Eingangsseite (E) des Verdampfers (4) in Verbindung steht.
9. Beatmungsanfeuchter nach einem der Ansprüche 1 bis 8, gekennzeichnet durch eine Steuer- und Regeleinrichtung (11), die dazu eingerichtet ist, die Dosiereinrichtung (3, 10) und die Heizung (7) des Verdampfers (4) in Antwort auf Vorgaben für die Sollwerte der Atemgastemperatur und/oder der relativen Atemgasfeuchtigkeit und auf Signale für die Istwerte der Atemgastemperatur und/oder der relativen Atemgasfeuchtigkeit zu steuern.
10. Beatmungsanfeuchter nach Anspruch 9, gekennzeichnet durch einen mit der Steuer- und Regeleinrichtung (11) verbundenen Temperatursensor (91) zur Erfassung des Istwertes der Atemgastemperatur.
11. Beatmungsanfeuchter nach Anspruch 9 oder 10, gekennzeichnet durch einen mit der Steuer- und Regeleinrichtung (11) verbundenen Feuchtesensor (9) zur Erfassung des Istwertes der relativen Atemgasfeuchtigkeit.
12. Beatmungsanfeuchter nach einem der Ansprüche 9 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuer- und Regeleinrichtung (11) dazu eingerichtet ist, bei einer Abweichung des gemessenen Istwertes T_{Li} der Atemgastemperatur von dem bekannten Sollwert T_{Ls} die pro Zeiteinheit dem Verdampfer (4) zugeführte Wassermenge m_D nach der Beziehung

$$m_D(\text{soll}) = m_D(\text{ist}) * \frac{(T_{Ls} - T_0) * (T_D - T_{Li})}{(T_D - T_{Ls}) * (T_{Li} - T_0)}$$

nachzuregeln, wobei die Werte T_0 für die Isttemperatur vor dem Beatmungsanfeuchter und T_D für die Wasserdampf-temperatur der Steuer- und Regeleinrichtung (1) bekannt sind.

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

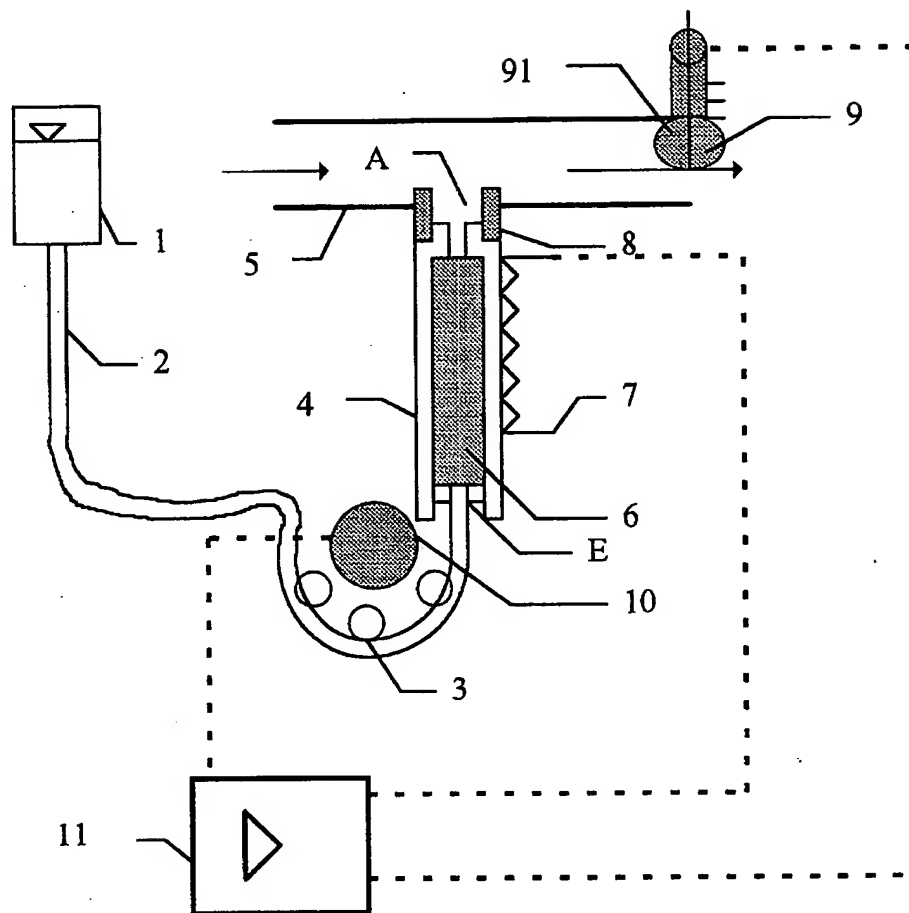


Fig. 1

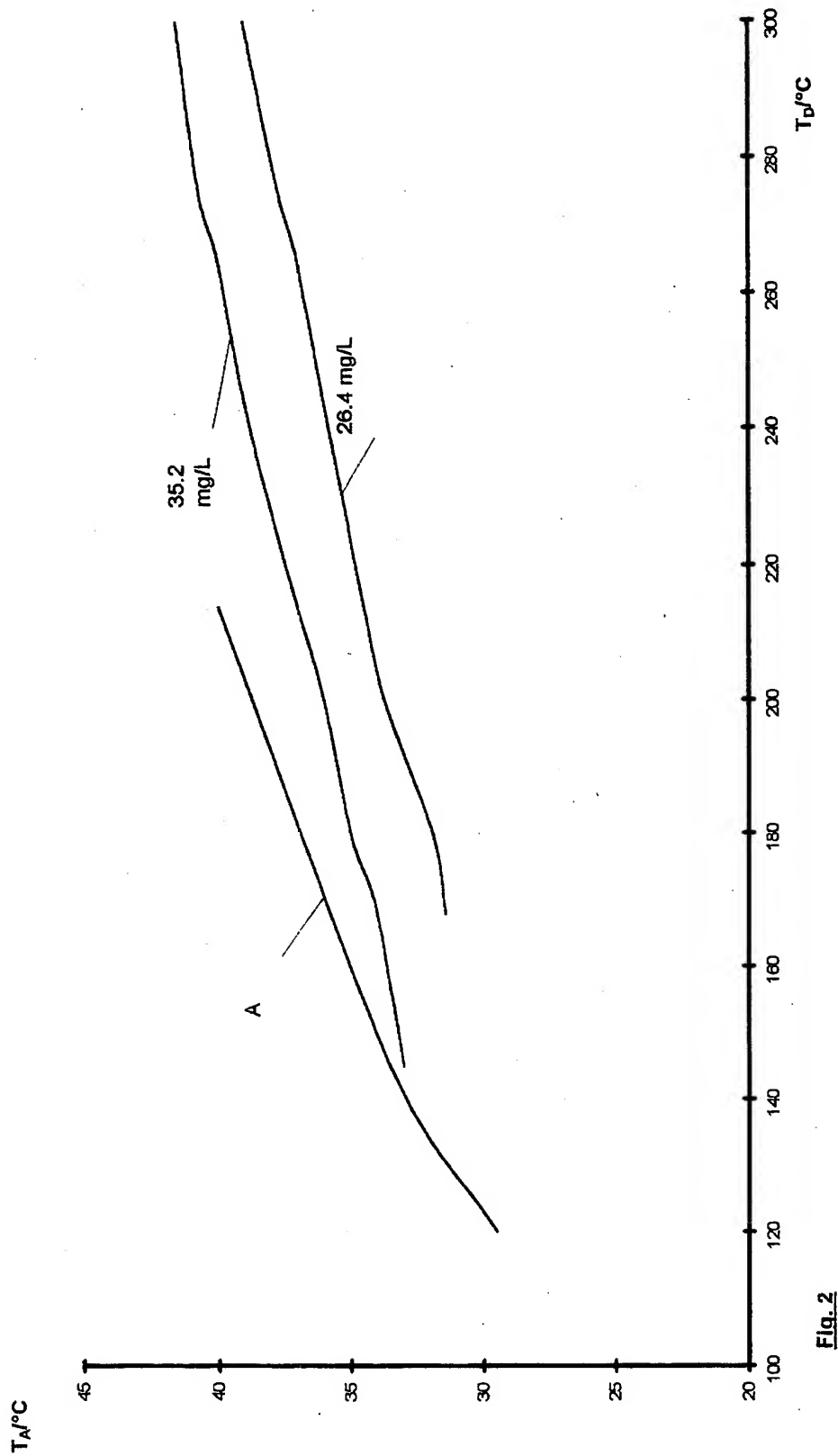


Fig. 2

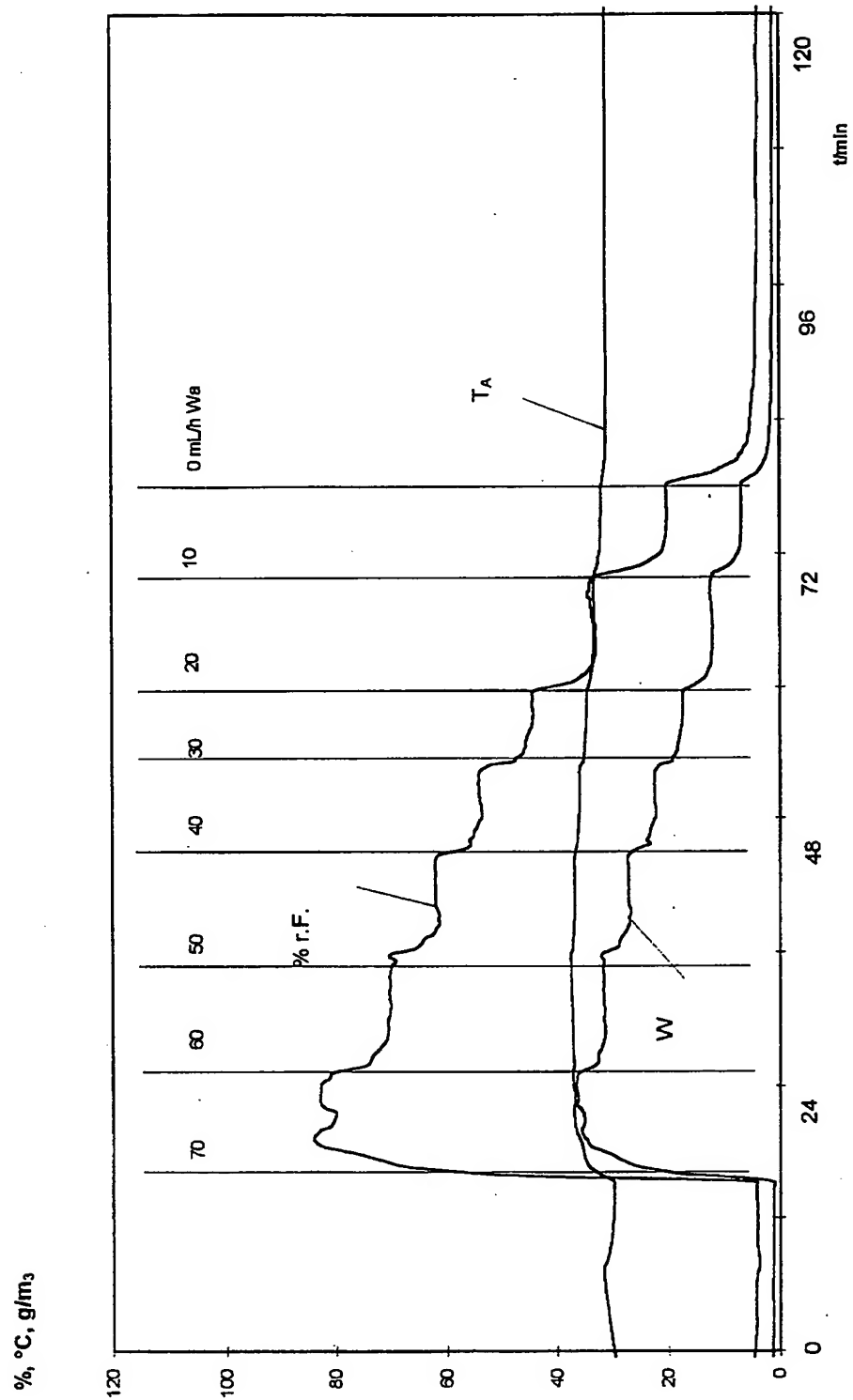


Fig. 3

